

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-161686

(43)Date of publication of application : 19.06.2001

(51)Int.Cl.

A61B 8/00

G06T 1/00

H04N 7/18

(21)Application number : 11-352050

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 10.12.1999

(72)Inventor : KUBOTA JUN
SHINOMURA RYUICHI

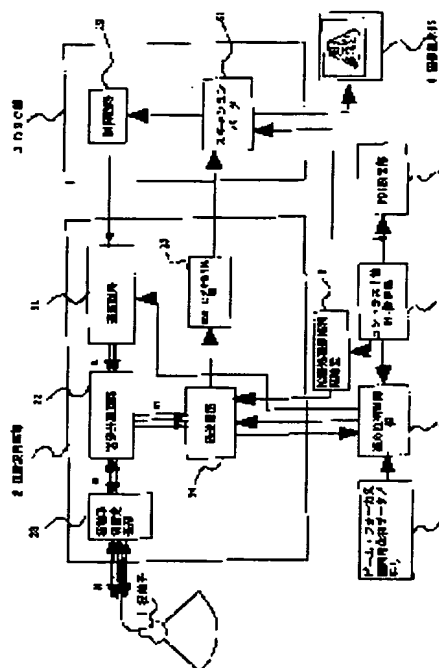
(54) ULTRASONIC IMAGING APPARATUS

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an ultrasonic imaging apparatus simplified by adaptively controlling the phase between transmitted/received signal channels to automatically focus an ultrasonic beam on a part to be examined and limiting the precision of the structure of synthesizing an ultrasonic beam to an actually required one, and a method of imaging using the apparatus.

SOLUTION: The apparatus comprises an ROI setting part 8, a contrast sampling/ setting part 7, and a correlated processing amplitude precision setting part 9.

The precision of operation is adjusted to the amplitude of the echo of a subject organ as a standard signal for adaptive processing, and the brightness for the phase detection in an adaptive phase control part 5 is specified within the contrast range of the subject organ. Even when the wave surface of the echo from the part to be truly examined is disturbed by the existence of irregularity of the acoustic properties of the organism from the body surface to the part to be examined, the bit precision is specifically adjusted to the brightness of the contrast range of the subject organ to execute the signal processing operation and the focus is automatically adjusted to the part to be examined. Because of such simple structure as mentioned, the apparatus and the method for focusing the beam on the part to be examined effectively and speedily can be achieved easily at a reasonable price.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-161686

(P2001-161686A)

(43) 公開日 平成13年6月19日 (2001.6.19)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00		H 0 4 N 7/18	Q 5 B 0 5 7
H 0 4 N 7/18		G 0 6 F 15/62	3 9 0 D 5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平11-352050

(22) 出願日 平成11年12月10日 (1999.12.10)

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 14 号

(72) 発明者 窪田 純

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 14 号 株

式会社日立メディコ内

(72) 発明者 篠村 隆一

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 14 号 株

式会社日立メディコ内

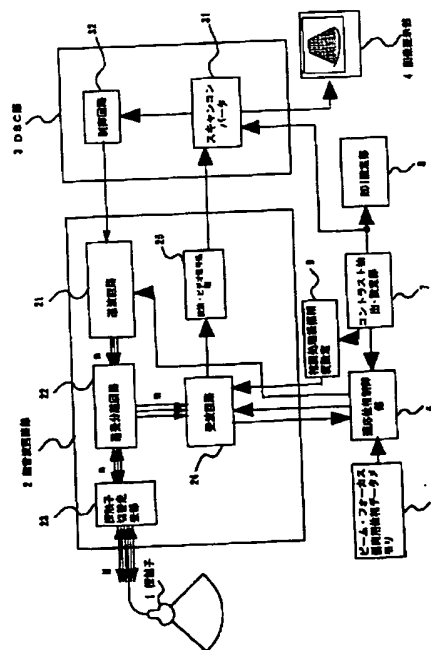
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波映像装置

(57) 【要約】

【課題】 検査したい部位に焦点を自動的に合わせるように、送受信信号チャンネル間の位相を適応的に制御して超音波ビームを合成する仕組みを真にそれを必要とする精度に限定することにより簡略化した超音波映像装置、及び、それを用いた映像方法の提供。

【解決手段】 ROI設定部8,コントラスト抽出・設定部7, および相関処理振幅精度設定9を備え、適応処理をするための基準信号として、対象臓器のエコーの振幅に演算精度を合わせ、それにより適応的位相制御部5において位相検出する輝度を、対象臓器のコントラスト範囲内に特定することを特徴とする超音波映像装置。体表から当該部位までに生体の音響特性の不均一が存在することにより、真に検査したい部位からのエコーの波面が乱される場合にも、特に対象臓器のコントラスト範囲の輝度にbit精度を合わせて信号処理演算し、対象部位に部位に焦点を自動的に合わせる簡単な構成としたので、その部位に効率よく、速く焦点を合わせることの可能な装置および方法が容易にリーズナブルな価格で実現できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 適正なコントラストの臓器の画像でチャンネル間の信号の相関処理を行い、適応的に像を再構成することを特長とする超音波映像装置。

【請求項2】 上記適正なコントラストを検出するため、画像中の対象臓器にROIを設定し表示する機構、および、そのROI中の信号の輝度範囲を検出する機構を備え、かつ、チャンネル間の信号位相差をその輝度範囲の信号のみに着目して整合させる機構とを備え、適応的に像を再構成することを特長とする超音波映像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波を利用して被検体の診断部位に対して、微細な超音波変換素子の配列の送受信信号の位相を、生体の音響特性に適応して、同一反射体からのエコーの、配列の近接する素子間の受信信号の位相が一致するように、回路特性を電子的に制御することにより超音波ビームを形成し、且つ、走査し、生体内の構造による音響インピーダンスの分布や、それらの時間変化等を映像化する超音波映像装置に係わり、特に、対象臓器の画像輝度に合わせて適応的に超音波ビームをフォーカスし、その臓器からの信号を感度よく受信するユニット或は手順を備える超音波映像装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来の適応像再生式超音波映像装置は、上記微細な超音波変換素子の配列の送受信信号の位相を、生体からの強度の高いエコー信号に照準を合わせ、配列の近接する素子の受信した上記エコー信号波形間の位相が一致するように、回路特性を電子的に制御することにより超音波ビームを形成し、且つ、走査し、生体内の構造による音響インピーダンスの分布や、体液の流速や臓器の動きの分布、或は、それらの時間変化等を映像化していた。

【0003】第4図において、自然数N個の微細振動子配列からなるアレイ探触子1は、ビームが若干収束するように、超音波回路部2の送波回路21の発生する、Nに含まれる自然数mチャンネルの、振幅と位相とを制御されたバースト波形に従って、探触子切り替え走査部23で選択された各素子で超音波に変換して生体内に放射・伝播させる。

【0004】生体内で反射され戻ってきたエコー信号を、該探触子1はその各素子で電気信号に逆変換し、探触子切り替え走査部23と送受分離回路22とを経て、受信信号として受波回路24へ出力する。

【0005】探触子切り替え走査部23は、N個の素子からm個を選択して超音波送受波ビームの開口を形成しつつ、それをリニア、コンベックス等の並進走査を行う。

【0006】送受分離回路22は、送波回路21の出力する送波信号パワーを、探触子切り替え走査部23を通じて探

触子1へ効率よく伝達すると共に、受波回路24に流入するのを阻止してそのフロントエンドにあるプリアンプ(第2図の241-1~241-m)を保護し、且つ、探触子1により受信され走査回路2を通じて入力されるエコー信号をそのプリアンプに効率よく伝達する働きをする。

【0007】プリアンプ(241-1~241-m)は、受信したmチャンネルのエコー信号の各々を深度毎に制御して増幅し、それらエコー信号のレベルをADC(アナログデジタル変換器)(242-1~242-m)の入力レンジに適合させる。ADC(242-1~242-m)によってデジタル変換されたそれらエコー信号は、フォーカス点迄の距離に応じて素子毎に異なる各チャンネル毎受信信号間の位相を揃える位相補償(243-1~243-m)により、深度毎に整相され(各チャンネル間の位相を揃えられ)て、加算器244により診断部位に焦点の合った超音波ビームの波形に合成される。

【0008】ここに、位相補償とは、時間遅延回路としても実現されているものも利用できるし、メモリーし読み出し或は書き込みのアドレスを変えることによっても実現されている。位相補償(243-1~243-m)の程度は、ビーム・フォーカス偏向用位相データメモリ6のデータにより制御される。

【0009】その合成されたビームの波形は、基本周波のエコー強度の分布はAM検波・ビデオ信号処理25により検波・対数圧縮され、構造体からのエコーの分布として、また、側帯波成分の分布はFM検波・ドブラ信号処理26によりフィルタ抽出され、何れもOSC部3のスクランコンバータ31によって、断層像等の映像に変換されて、画像表示部4に表示される。

【0010】制御回路32は、OSC部3の動作に従って、超音波回路部2が協調して動作するように制御する。生体の音速不均一によるチャンネル間位相誤差を適応的に補償するため、例えば、受波回路24には相関処理部245-1~245-mを備え、適応位相制御部5で、隣接チャンネル間位相差を監視し、ビーム・フォーカス偏向用位相データを補正して、位相補償243-1~243-mを制御する。

【0011】

【発明が解決しようする課題】しかし、超音波画像において一般的に、診断部位のエコーは強度が中庸か、むしろ低い場合が多いので、検査者或は診断者が見たい部分には焦点が合わないことが多い。その場合に、真に検査したい部位に焦点を自動的に合わせるように、送受信信号チャンネル間の位相を適応的に制御して超音波ビームを合成する。

【0012】しかし、送受信信号チャンネル間の位相を比較する仕組みは本来のビーム形成の仕組みと同等の構成を要するのが一般的で、そのための回路またはプログラムの規模が過大となるという欠点があった。

【0013】従って本発明の目的は、検査したい部位に焦点を自動的に合わせるように、送受信信号チャンネル間の位相を適応的に制御して超音波ビームを合成する仕

組みを真にそれを必要とする精度に限定することにより簡略化した超音波映像装置の提供にある。

【0014】

【課題を解決するための手段】上記目的達成のために、本発明になる超音波映像装置に於ては、超音波ビーム中の診断対象臓器付近(ROI)の深度からの受信エコー信号のコントラスト(輝度)を抽出し、超音波の100dB(16 bit)以上に上る広大なダイナミックレンジの中の対象臓器からの散乱エコー信号のダイナミックレンジをカバーするだけの演算精度で相互相関値を検出する機構或は手順と、その深度に現れた受信信号に対して適応的に位相を合わせるユニット或は手順とを備え、対象臓器の部分に、適応的に位相を合わせることができ構成にしてある。

【0015】一般に対象臓器のコントラストは、病変部と健全部との識別が容易でしかも視野全体に健常人の臓器の画像が識別可能な明るさとコントラストで表示される中で、中庸な明るさとコントラストとして観察されるように機器のパラメータを設定するのが常識であり、装置全体もそのように設計される。したがって、適応処理をするための基準信号として、対象臓器のエコーの振幅に演算精度を合わせることにより、対象臓器からのエコーを用いることを可能とする。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を添付図面に基つて詳細に説明する。

【0017】第1図は、本発明の実施例となる超音波映像装置の概略構成である。

【0018】先に従来の技術の項で説明した以外に、対象臓器のコントラストを検出する機構として、例えばROI設定部8、コントラスト抽出・設定部7、および相関処理振幅精度設定9を備え、それにより適応的位相制御部5において位相検出する輝度を、対象臓器のコントラスト範囲内に特定する。

【0019】ここに、上記受波回路24は、受信信号のうち、相関処理振幅精度設定9の指定するコントラスト範囲内の信号bitを抜き出して検出する。

【0020】適応的位相制御部5は、第2図のように、位相補正值演算部51がROIコントラスト抽出設定部7のROIコントラストデータに従う輝度範囲のエコー信号の相関のピーク時間差を位相補正值として、位相補償データ生成部52で、ビーム・フォーカス偏向用位相データを補正して、位相補償243-1~243-mを制御する。ROI内の補正は、そのROI内の走査線毎に位相補償値を求め、ROI内或は全画面のビームのフォーカス・偏向用位相データを補正することにより実現できる。或は、ROI内の一つの走査線で検出した位相補償値で、ROI内或は全画面のビームのフォーカス・偏向用位相データを補正することによっても実現できる。これにより、効率よく診断に必要な部位に対する超音波ビームの焦点を

合わせることができるようになる。

【0021】診断部位に焦点の合った1本の超音波ビームの波形を合成する加算器244の代わりに、第3図のように素子の送受信指向角と検査深度に従う範囲の複数のビームを生成する全ビームメモリ246を備えることも有効である。位相補償243-1~243-m以降を直交変調を含む2系統の処理系にして、直交2成分として全ビームを記憶して、複数ビームデータとしてスキャンコンバータ31に渡せば、スキャンコンバータ31が並列演算処理できるようにしておくことにより、極限の分解能を得ることができる。相関処理245-1~245-m/2を、加算247-1~247-m処理後に行うことにより、隣接2チャンネルの平均同士の相関処理となり、雑音に対する耐性を高めることができる。

【0022】なお以上では、位相補正值の検出方法として、隣接素子間の受信信号の位相差を相関処理で求める方式として説明したが、この方法のみにとられるものではない。

【0023】

【発明の効果】本発明にれば、体表から当該部位までに生体の音響特性の不均一が存在することにより、真に検査したい部位からのエコーの波面が乱される場合にも、特に対象臓器のコントラスト範囲の輝度にbit精度を合わせて信号処理演算し、対象部位に部位に焦点を自動的に合わせる簡単な構成としたので、その部位に効率よく、速く焦点を合わせることの可能な装置および方法が容易にリーズナブルな価格で実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による超音波映像装置の実施の形態を示すブロック図である。

【図2】超音波回路部内の受波回路の内部構成を示すブロック図である。

【図3】超音波回路部内受波回路の他の実施例を示すブロック図である。

【図4】従来の超音波映像装置を示すブロック図である。

【符号の説明】

- 1…探触子
- 2…超音波回路部
- 3…DSC部
- 4…画像表示部
- 5…適応位相制御部
- 6…ビーム・フォーカス偏向用位相データメモリ
- 7…コントラスト抽出・設定部
- 8…ROI設定部
- 9…相関処理振幅精度設定
- 21…送波回路
- 22…送受分離回路
- 23…探触子切替走査部
- 24…受波回路

(4)

6

5

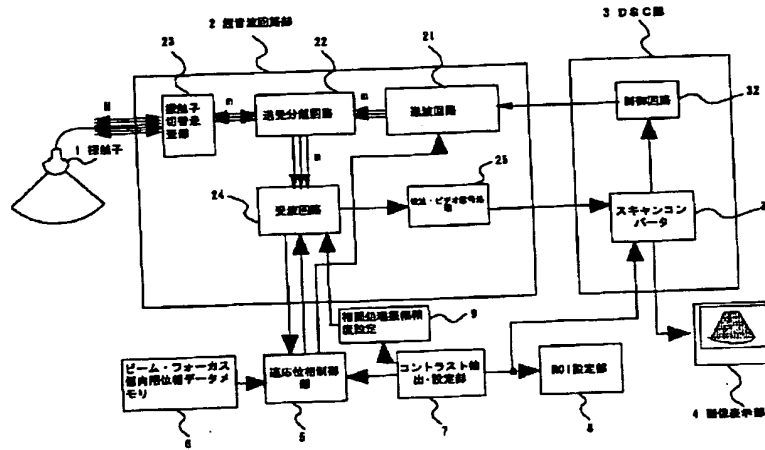
25...検波・ビデオ信号処理

* 32...制御回路

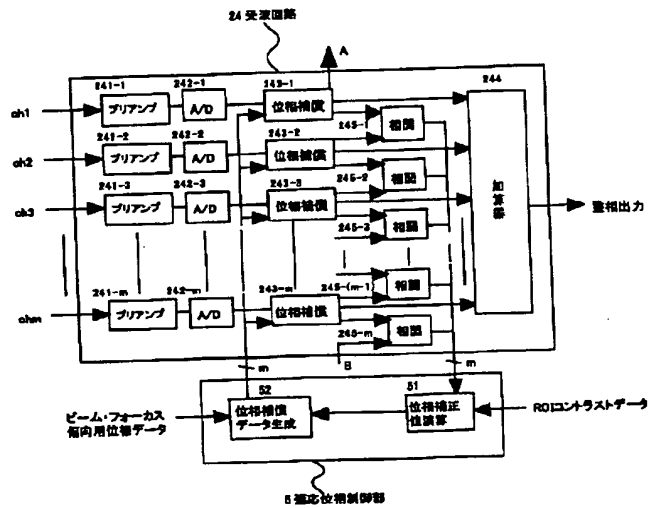
31...スキャンコンバータ

*

【図1】

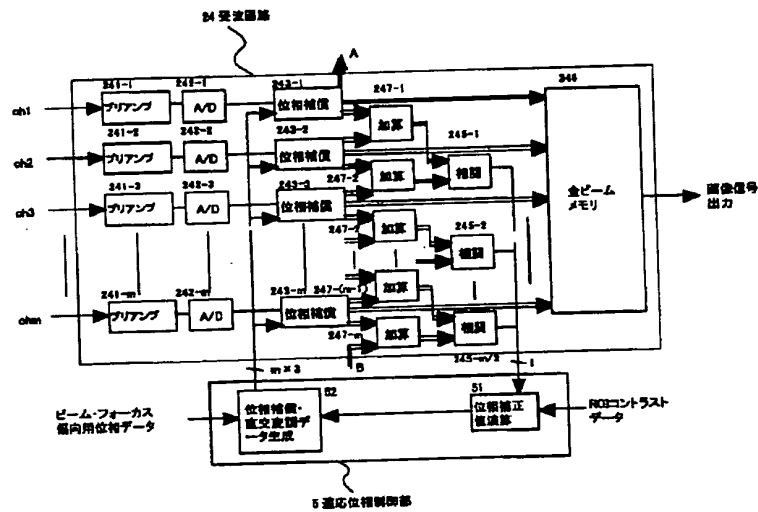


【図2】

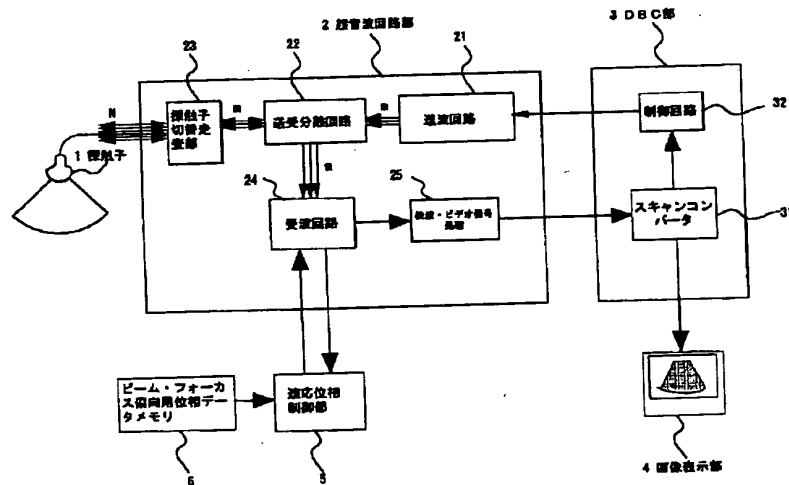


(5)

【図3】



【図4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 BB01 BB12 BB23 EE15
 HH26 HH27 HH33 HH37 HH38
 HH42 JB17 JB28 JB50 KK26
 KK30
 SB057 AA07 BA05 BA17 CH04 DA07
 DC22 DC34 DC36
 SC054 AA01 AA05 CA08 ED12 HA12